

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2005 年 1 月 20 日 (20.01.2005)

PCT

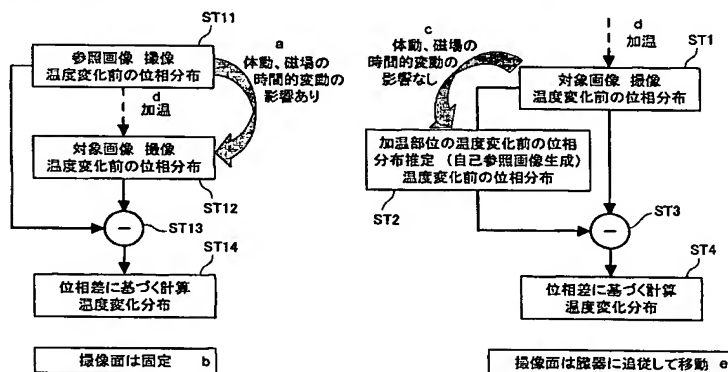
(10) 国際公開番号
WO 2005/004718 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/055, G01R 33/48
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2004/010160
- (22) 国際出願日: 2004 年 7 月 9 日 (09.07.2004)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2003-273651 2003 年 7 月 11 日 (11.07.2003) JP
特願 2003-415330 2003 年 12 月 12 日 (12.12.2003) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 財団法人先端医療振興財団 (FOUNDATION FOR BIOMEDICAL RESEARCH AND INNOVATION) [JP/JP]; 〒6500047 兵庫県神戸市中央区港島南町 2 丁目 2 番 Hyogo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 黒田 輝 (KURODA, Kagayaki).
- (74) 代理人: 角田 嘉宏, 外 (SUMIDA, Yoshihiro et al.); 〒6500031 兵庫県神戸市中央区東町 1 2 3 番地の 1 貿易ビル 3 階 有古特許事務所 Hyogo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: NONINVASIVE INTERNAL BODY TEMPERATURE DISTRIBUTION MEASURING METHOD AND APPARATUS OF SELF-REFERENCE TYPE/BODY MOTION FOLLOW-UP TYPE EMPLOYING MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHIC IMAGING METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴断層画像法による自己参照型・体動追従型の非侵襲体内温度分布計測方法及びその装置



A

B

ST11.. REFERENCE IMAGE, IMAGING, PHASE DISTRIBUTION BEFORE TEMPERATURE VARIATION
d.. HEATING
ST1/ST12.. OBJECT IMAGE, IMAGING, PHASE DISTRIBUTION BEFORE TEMPERATURE VARIATION
ST14.. CALCULATION ACCORDING TO PHASE DIFFERENCE, TEMPERATURE VARIATION DISTRIBUTION
a.. BODY MOTION, TIME VARIATION OF MAGNETIC FIELD CAUSES EFFECT
b.. IMAGING PLANE IS FIXED

ST2.. ESTIMATION OF PHASE DISTRIBUTION AT HEATED PART BEFORE TEMPERATURE VARIATION (SELF-REFERENCE IMAGE GENERATION), PHASE DISTRIBUTION BEFORE TEMPERATURE VARIATION
ST4.. CALCULATION ACCORDING TO PHASE DIFFERENCE, TEMPERATURE VARIATION DISTRIBUTION
c.. BODY MOTION, TIME VARIATION OF MAGNETIC FIELD CAUSES NO EFFECT
e.. IMAGING PLANE MOVES TO FOLLOW UP INTERNAL ORGAN

(57) Abstract: A noninvasive image measuring method of measuring internal organ/tissue temperature using an MRI system. Temperature measurement insusceptible to body motion and spatial variation of magnetic field is realized by utilizing the position and size of a temperature variation region as priori information to determine the phase distribution of the complex magnetic resonance signal of water proton at a given temperature point and by subtracting the phase distribution before the temperature variation estimated (self-referred) from the phase distribution of the peripheral region for each pixel of the image, thereby eliminating the subtraction process of image before and after temperature variation.

[続葉有]



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

The precision of temperature measurement can be enhanced by estimating a complex curved surface formed of the peripheral region in each temperature variation region of the real part image and imaginary part image of the complex magnetic resonance signal, and calculating the phase difference between an actually measured complex signal distribution and the estimated complex signal distribution of the complex signal distribution for each pixel, thereby reducing the estimation error due to phase transition from $-\pi$ to $+\pi$ occurring in phase transition. Furthermore, temperature can be measured through optimal imaging following up body motion by using an optical positioning system in combination even if the part being measured is shifted.

(57) 要約: M R I 装置を用いて体内臓器・組織温度の非侵襲画像計測法を提供する。ある温度点における水プロトンの複素磁気共鳴信号の位相分布を、温度変化領域の位置及び大きさを先験情報として利用し、その周辺領域の位相分布から推定した (自己参照した) 温度未変化時の位相分布を画像の画素毎に減算することにより、温度変化前後の画像の減算過程をなくし、体動及び磁場の空間変動の影響を受けにくい温度計測を可能とする。また、複素磁気共鳴信号の実部画像及び虚部画像において、それぞれの温度変化領域内の複素信号分布を、その周辺領域が形成する複素曲面を推定し、実測複素信号分布と推定複素信号分布との位相差を画素毎に演算することにより、位相分布において生じる $-\pi$ から $+\pi$ への位相推移による推定誤差を低減し、温度計測の精度を高めることも可能である。さらに、光学的位置取決装置を併用することにより測定部位が移動した場合であっても、体動に追従した最適な撮像によって温度計測を可能とする。